

Zur Frage der Atemarbeit

Mustafa Khalaf



Digitized by the Internet Archive
in 2026

AUS DER MEDIZINISCHEN POLIKLINIK DER
UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Prof. Dr. W. Seitz

Zur Frage der Atemarbeit

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Mustafa Khalaf
aus Pord-Said, Ägypten



München

1959

5349/60

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent:	Professor Dr. W. SEITZ
Correferent:	Priv.-Doz. Dr. N. ZÖLLNER
Dekan:	Professor Dr. H. SCHWIEGK

Tag der mündlichen Prüfung: 5.11.1959

I. LITERATURTEIL

Die Untersuchungen zur Atemmechanik gingen auf die grundlegenden Arbeiten von ROHRER (1), NEERGAARD und WIRZ (2) zurück, auf die später BAYLISS und ROBERTSON (3), DEAN und VISCHER (4), OTIS und Mitarbeiter (5), NOELPP und NOELPP - ESCHENHAGEN (6) und andere aufbauten.

Das Prinzip der Atemarbeitsmessung besteht darin, durch laufende Registrierung geeigneter Atmungsqualitäten die Beziehung von aufgewandtem Druck und gefördertem Luftvolumen im zeitlichen Ablauf zu erfassen.

Durch Kumulation der Werte pro Zeitdifferential lässt sich für den Atemzyklus ein Arbeitsdiagramm aufstellen.

Das Produkt aus Druck und Volumen entspricht dimensionsgerecht der physikalischen Definition der Arbeit.

Die Volumenwerte pro Zeitdifferential werden durch Schreibung des Pneumotachogramms nach FLEISCH (7) und durch planimetrische Bestimmung der Pneumotachogrammfäche in Teilsegmenten, entsprechend der Grösse des gewählten Zeitdifferentials, ermittelt; die zugehörigen Druckqualitäten können vom Pleuraspalt oder aus dem Atmungswege abgeleitet werden. Die Atmungsarbeit ergibt sich aus der planimetrischen Integration der Fläche des Arbeitsdiagrammes, wobei durch geeignete Technik die beiden Komponenten der Atmungsarbeit diejenige gegen elastischen und diejenigen gegen viskösen Widerstand getrennt bestimmt werden können.

Elastizität der Lunge

Die Auffassung der Lunge als ideal-elastisches Gebilde mit einem optimalen inneren Ausgleich der Spannung stammt von ROHRER (1). Unter physiologischen Bedingungen kommt die Rohrersche Auffassung, die vorzugsweise auf theoretischen Gedankengängen beruht, den inzwischen auch am Menschen erhobenen Daten recht nahe. Die Fortpflanzung von Druckdifferenzen ist nicht nur sehr rasch, sondern auch gleichmässig und allseitig. Bei gleichzeitiger Registrierung von Strömungsgeschwindigkeit (Pneumotachogramm) und Ösophagusdruck fällt z.B. auf, dass die Unterbrechung der Expirationsphase sofort von einem entsprechenden Druckwechsel im Ösophagus begleitet ist. (DORNHORST und LEUTHART (8))

Atmungsarbeit unter pathologischen Bedingungen

Dem Tierexperiment analoge gedankliche und methodische Voraussetzungen waren auch bei Bestimmung der Atmungsarbeit am Menschen wegleitend. Da der Druck im Ösophagus und im Pleuraspalt sich weitgehend entsprechen (DORNHORST und LEUTHART) (8), gestattet die gleichzeitige und fortlaufende Registrierung von Ösophagusdruck und Atemvolumen in ähnlicher Art die Darstellung eines Arbeitsdiagrammes, wie wir es oben ausführten.

Die neueren Arbeiten CHRISTIES und seiner Mitarbeiter basieren ebenfalls auf der arbeitsanalytischen Betrachtungsweise. Die Messwerte für Druck und Volumen wurden aus synchronen Bestimmungen des Ösophagusdruckes und des Pendelvolumens (spirometrische Methode) gewonnen; zur Differenzierung der strömungsbedingten und strukturellen Komponente des viskösen Widerstandes wurde in Versuchen an der Leichenlunge wie auch *in vivo*, die Fremdgasmethode (BAYLISS und ROBERTSON (3) herangezogen. Die Untersuchungen betreffen das energetisch-dynamische Verhalten der gesunden und pathologisch veränderten Lunge, insbesondere beim Emphysem.

Beim Normalen liegt der ventilatorische Arbeitsaufwand bei ruhiger Atmung zwischen 0,19 und 0,46 kg/min., bezogen auf die Volumeneinheit von 1 Liter zwischen 0,021 - 0,046 kg (9). Unter Arbeitsbelastung nehmen elastischer und nichtelastischer Widerstand bei charakteristischer Steigerung des Minutenvolumens deutlich ab, ein Effekt, der naturgemäss die Atmungsökonomie verbessert. Leider fand dieser sinnvolle Mechanismus bis heute keine befriedigende Erklärung (Tonusverminderung der glatten Muskulatur?) Die Frage, ob die Atmungsarbeit für eine bestimmte Atmungsfrequenz einen Minimalbetrag aufweist, wurde von OTIS, FENN und RAHN (5) auf Grund einer rein rechnerischen theoretischen Überlegung bejaht. MC ILROY, MARSHALL und CHRISTIE (10) gelangten empirisch zu einer Abhängigkeit der Atmungsarbeit von der Atemfrequenz. Der Zusammenhang zwischen Atemlage, d.h. Thoraxstellung und Ventilationsarbeit ist Gegenstand einer experimentiellen Studie von BUTLER und ARNOTT (11).

Ohne Luftbewegung in oder aus der Lunge ist die Beziehung zwischen Intrathorakaldruck (P_T) und Elastizitätskraft der Lunge (P_{EL})

$$P_T = P_{EL}$$

Bei Luftbewegung in oder aus der Lunge addiert sich hierzu der alveoläre Druck mit negativem Vorzeichen bei Einatmung, mit positivem bei Ausat-

mung. Er stellt die Druckgrösse dar, die notwendig ist, um die Luft im Bronchialbaum zu bewegen. Dazu kommt noch der Druck zur Überwindung des viskösen Widerstandes des Lungengewebes - obige Formel lautet dann

$$P_T = P_{\text{alv.}} + P_{\text{EL}} + P_V$$

Die Grösse der Beschleunigungskräfte von Lunge, Gas und Blut sind nach den Berechnungen von ROHRER ohne wesentliche Bedeutung.

Eine Fibrose bewirkt nun wahrscheinlich eine Vergrösserung des viskösen Gewebswiderstandes, Bronchialspasmen, wie wir sie im Asthmaanfall vorfinden, eine Vergrösserung des Strömungswiderstandes. Die bisher vorliegenden Untersuchungsergebnisse lassen eine Differenzierung zwischen viskösen Widerständen des Gewebes und dem Luftwege noch nicht zu.

Ösophagusdruck

Früher wurde der Intrapleuraldruck zur Messung des Intrathorakaldruckes benutzt. Die Gefahr der Bildung eines Pneumothorax ist allerdings sehr gross. Es muss auch eine grosse Nadel verwendet werden, um angemessene Registrierungscharakteristiken zu erzielen. Aus diesen Gründen sind venöser Druck (12) und Intraoesophagealdruck als Methoden zur Messung des Intrathorakaldruckes untersucht worden.

Frühere Untersuchungen hatten ergeben, dass der Ösophagus dem Intrathorakaldruck weitgehend entspricht. Einen ausgezeichneten Überblick über die Weltliteratur und auch das Originalwerk über dieses Thema erscheint in einer Doktoratsthese von BUYTENDIJK (13). Im wesentlichen gibt er an, dass der Ösophagus eine dünne, musculomembranische Röhre ist, mit einem Durchmesser von ungefähr zwei cm, einer Länge von ungefähr 25 cm, befindet sich in der Thorakalhöhle gewöhnlich in schlaffem Zustand, verbunden mit den anderen Organen des Mediastinum durch lockeres Gewebe und mehrere Gruppen kleiner Muskeln und Verengungen an den oberen und unteren Enden. Die Druckunterschiede im Ösophagus sind verschiedenen Ursprungs. BUYTENDIJK (13) hat die verschiedenen natürlichen Druckstörungen im einzelnen beschrieben. Sie bestehen im wesentlichen aus zwei Gruppen; erstens lokalisierte Spasmen oder Tonusveränderungen, die sich gelegentlich ausdehnen, und zweitens peristaltische Wellen. Diese Druckveränderungen sind glücklicherweise leicht erkennbar. Um die Gültigkeit des Intraoesophagealdruckes als ein Mass des Intrathorakaldruckes nachzuweisen, wurde die Beziehung zwischen Intraösophagealdruck und Intrathorakaldruck auf zwei Arten untersucht. Die erste Methode bestand in der gleichzeitigen Messung des

Intraoesophagaldruckel und des Intrapulmonaldruckes auf zwei gleichen Messgeräten. Der zweite Versuch bestand in der gleichzeitigen Messung des Oesophagusdruckes und des Druckes des Pleuralraumes von einem jungen Mann mit einem spontanen Pneumothorax.

Es hat sich erwiesen, dass die Veränderungen des Intraoesophagaldruckes quantitative Reflektionen der Intrathorakaldruckveränderungen sind, wenn die Ösophagus entspannt ist. (FRY, STEAD, EBERT, LUBIN, WELLS (14).

II. EIGENE VERSUCHE

a) Beschreibung der Apparaturen

Für die Messungen des Intrathorakal- (Intraoesophagal-) druckes wurden nachfolgende Apparaturen verwendet:

- 1) Ein Gummikatheter (Herzkatheter)
- 2) Ein Druckelement
- 3) Ein Druckverstärker
- 4) Ein Oscillograph
- 5) Ein Spirometer

Ein ca. 50 cm langer elastischer Gummikatheter, der an der Spitze mit zwei seitlichen Öffnungen versehen ist, wird vor jeder Messung mit destilliertem Wasser gefüllt und an einem Ende mit einem Druckhahn abgeschlossen. Zu späteren Messungen wurde ein Herzkatheter verwendet.

Das Druckmessgerät besteht im Prinzip aus einem Druckreceptor, einem Röhrensender mit konstanter Frequenz und konstanten Amplituden, sowie einen zweistufigen Niederfrequenzverstärker mit einem Gleichrichter. Der Druckreceptor ist ein Druckelement, bei dem der zu messende Druck auf einen relativ starren Kolben wirkt, dessen Durchbiegung als Längenänderung von 4 Widerstandsdrahten gemessen wird, die zu einer Brückenschaltung zusammengeschaltet sind. Ein zunehmender Druck auf den Kolben bewirkt eine Erhöhung der Zugvorspannung in zwei Widerstandszweigen der Brücken-anordnung und eine Herabsetzung der Zugvorspannung in den beiden anderen Teilen der Brücke. Bei Messung von Unterdruck kehrt sich die Polarität entsprechend.

Die Druckwerte sind auf einem Galvanometer abzulesen. Überdruck wird durch Auswandern des Zeigers im Uhrzeigersinn, Unterdruck entgegen dem

Uhrzeigersinn angezeigt. Die Verstärkung kann, in vier Stufen eingeteilt, die folgenden Messbereiche aufweisen:

Stufe 1 von 0 - 20 mm Hg

Stufe 2 von 0 - 40 mm Hg

Stufe 3 von 0 - 100 mm Hg

Stufe 4 von 0 - 200 mm Hg

Die Atemvolumenbewegungen der Versuchspersonen werden durch ein Spirometer registriert. Ein Schleifkontakt (Prinzip der Wheatstoneschen Brücke) ermöglicht infolge der Spannungsänderung bei den Atembewegungen die Übertragung auf den Oscillographen.

Das Druckelement weist an einem Ende zwei mit je einem Hahn versehene Öffnungen auf. An einem der beiden Hähne schliesst man den Katheter an, am zweiten eine Flasche mit physiologischer Kochsalzlösung zur Spülung. Das Druckelement ist über einen Verstärker mit einem Oscillograph gekoppelt. Träge Schwingungen des Druckreceptors werden noch am Verstärker durch einen Galvanometer angezeigt. Rasche Schwingungen können nur auf dem Oscillographen abgelesen werden. Die auf dem Bildschirm des Oscillographen sich synchron darstellenden Druck- und Volumenänderungen werden auf einen Film festgehalten.

b) Beschreibung der Messung

Zu Beginn des Versuches führt man den elastischen Katheter sehr langsam durch Nasenhöhle und Rachen in den Ösophagus ein. Die Katheteröffnung soll nach Möglichkeit in Nähe der Bifurcatio Tracheae zu liegen kommen. Noch ist der Katheter nicht mit dem Druckelement verbunden und man kann ihn daher zur Vermeidung von Verstopfungen mit Kochsalzlösung durchspülen. Förderlich ist hierbei für den Versuch, dass die Person angeben kann, an welcher Stelle des Ösophagus das einlaufende Wasser zu verspüren ist, denn dort ist die Katheterspitze lokalisiert. Liegt diese in der richtigen Höhe, befestigt man den Katheter mit einem Pflaster an der Wange der Versuchsperson. (Die Messung wird im Liegen durchgeführt). Nun werden die Nasenöffnungen zugeklemmt, damit nur noch durch das Mundstück des Spirometers geatmet werden kann. Anschliessend wird der Katheter mit dem Druckelement in Verbindung gebracht.

Für die genaue Messung des Atemvolumens ist darauf zu achten, dass das Mundstück, welches den Patienten über ein Schlauchsystem mit dem Spirome-

ter verbindet und von der Versuchsperson zwischen Zähnen und Lippen gehalten wird, absolut luftdicht ist.

Zunächst am Katheter selbst: z.B. Verlegen mit Schleim, vor allem bei Husten.

Beim Legen des Katheters darf man nicht in die Tracheae geraten, da sonst Hustenreiz ausgelöst wird. Liegt die Katheterspitze zu nahe am Kehlkopf oder an der Magenöffnung, so besteht die Möglichkeit, dass die Öffnung des Katheters an der Ösophaguswand anliegt.

Fehler treten ferner auf, wenn Luftblasen in das mit Flüssigkeit gefüllte System geraten. Zu ähnlichen Fehlern führen undichte Stellen des Systems.

Um einander ähnliche Kurven zu erhalten, muss die Versuchsperson zu gleichmäßigem Atmen angehalten werden. Voraussetzung für genaue Messungen ist auch die absolut lineare Registrierung des Oscillographen, wobei zur Einstellung der jeweils richtigen Verstärkung vorher ein Probeversuch stattfinden muss.

III. ZUSAMMENFASSUNG

Die Einleitung bringt eine kurze Übersicht über Arbeiten mit dem Thema "Atemarbeit".

Die intraoesophagealen Druckwerte pro Zeiteinheit und des bewegten Atemvolumens in ein Koordinatensystem werden Vektordiagramme gewonnen. Der Druck ist dabei auf der Abszisse, das Atemvolumen auf die Ordinate aufgetragen. Die in der zeitlichen Übereinstimmung geschriebenen Druck- und Volumenkurven wurden in kleine Abschnitte zerlegt und ergaben so je 6 - 12 Punkte. Diese wurden in das Ordinatensystem eingetragen und ergaben so eine Vektorschleife. Je nach dem ob eine Ruheatmung oder eine forcierte Atemtätigkeit zu Grund lag, ob es sich um Gesunde oder um Patienten mit pathologischen Veränderungen an der Lunge handelte, weisen die Vektorschleifen verschiedene Formen auf.

Inwieweit die Kurvenformen diagnostisch oder als Maß der maximalen ventilatorischen Leistungsfähigkeit von Bedeutung sind, können wir auf Grund unserer bisherigen Untersuchungen nicht sagen.

IV. KURVENBESCHREIBUNG

Die Vektorschleife zeigt die intrathorakalen Druckverhältnisse bei der Atmung. Die Vektorschleife wird gezeichnet vom Beginn der Inspiration bis zum Ende der Expiration eines Atemzuges.

1.

Abb. I (Atemfrequenz $F = 63/\text{min}$, Atemzugvolumen 2025 ccm) beginnt in einer inspiratorischen Lage von 520 ccm mit einem intrathorakalen Druck von + 11,9 mm Hg. Nach Einatmung von 225 ccm erreicht die Vektorschleife den Druck 0, um bei einer weiteren Inspiration von 2520 ccm bis auf - 21,5 mm Hg zu fallen. Nach 750 ccm der Expiration steigt der Druck wieder auf 0. Bei Erreichung des Ausgangsniveaus stellt sich auch der Anfangsdruck wieder ein.

2.

Abb. II (Atemfrequenz $F = 120/\text{min}$, Atemzugvolumen 700 ccm). Die Kurve beginnt mit einer inspiratorischen Lage von 1085 ccm und mit einem intrathorakalen Druck von + 3 mm Hg. Nach Einatmung von 75 ccm erreicht die Vektorschleife den Druck 0, um bei einer weiteren Inspiration von 1760 ccm bis auf + 34 mm Hg zu fallen. Nach 650 ccm Expiration wird das Ausgangsniveau wieder erreicht und der Anfangsdruck stellt sich wieder ein.

3.

Abb. III (Atemfrequenz $F = 46/\text{min}$, Atemzugvolumen 340 ccm). Es handelt sich um eine Kurve bei (mässig) forcierter Atmung. Sie beginnt in einer inspiratorischen Lage von 260 ccm und mit einem intrathorakalen Druck von 7,8 mm Hg. Nach Einatmung von 50 ccm erreicht die Vektorschleife den Druck 0, um bei einer weiteren Inspiration von 590 ccm bis auf 8,8 mm Hg zu fallen. Nach 90 ccm der Expiration steigt der Druck wieder auf 0. Nach Erreichung des Ausgangsniveaus stellt sich auch der Anfangsdruck ein.

4.

Abb. IV (Atemfrequenz $F = 75/\text{min}$, Atemzugvolumen 530 ccm). Die Kurve fängt bei einer inspiratorischen Lage von 330 ccm und mit einem intrathorakalen Druck von + 10 mm Hg an. Die Vektorschleife erreicht nach Einatmung

von 25 ccm den Druck 0, um bei weiterer Inspiration von 850 ccm bis auf - 8,6 mm Hg zu fallen.

Nach 300 ccm der Expiration steigt der Druck wieder auf 0. Der Anfangsdruck stellt sich nach Erreichung des Ausgangsniveaus wieder ein.

5.

Abb. V (Atemfrequenz $F = 78/\text{min}$. Atemzugvolumen 1830 ccm). Die Kurve beginnt mit einer Atemmittellage von 0 ccm und mit einem intrathorakalen Druck von + 17 mm Hg. Nach Einatmung von 75 ccm erreicht die Vektorschleife den Druck 0, um bei einer weiteren Inspiration von 1825 ccm bis auf 17,5 mm Hg zu fallen.

Der Druck steigt nach 360 ccm der Expiration wieder auf 0. Ist das Ausgangsniveau erreicht, stellt sich auch der Anfangsdruck wieder ein.

6.

Abb. VI (Atemfrequenz $F = 30/\text{min}$. Atemzugvolumen 710 ccm) stellt eine forcierte Atmungskurve dar. Sie beginnt in Atemmittellage des pulmonaren Druckes, einem intrathorakalen Druck von - 7,5 mm Hg. Die Vektorschleife erreicht nach Inspiration von 700 ccm einen Druck von - 32 mm Hg. Im Zuge der Expiration steigt der Druck wieder bis auf den Anfangsdruck, d. i. - 7,5 mm Hg. Bemerkenswert ist, dass diese Kurve ausnahmslos im negativen Druckbereich liegt.

7.

Abb. VII (Atemfrequenz $F = 46/\text{min}$. Atemzugvolumen 1200 ccm). Die Kurve beginnt in einer inspiratorischen Lage von 75 ccm und mit einem intrathorakalen Druck von + 6,5 mm Hg. Die Vektorschleife erreicht nach Einatmung von 200 ccm den Druck 0, um bei einer weiteren Inspiration von 1250 ccm bis auf - 6,5 mm Hg zu fallen. Nach Erreichen des Ausgangsniveaus stellt sich auch der Anfangsdruck wieder ein.

8.

Abb. VIII (Atemfrequenz $F = 66,5/\text{min}$. Atemzugvolumen 1250 ccm). Die Kurve fängt in einer inspiratorischen Lage von 450 ccm und mit einem intrathorakalen Druck von 0 mm Hg an. Der Druck fällt nach Inspiration von 1700 ccm auf 0 mm Hg. Dieser Druck stellt auch nach Expiration das Ausgangsniveau dar.

9.

Abb. IX (Atemfrequenz $F = 71/\text{min}$, Atemzugvolumen 1380 ccm). Die Kurve beginnt in einer inspiratorischen Lage von 725 ccm und mit einem intrathorakalen Druck von $-13,5$ mm Hg. Nach weiterer Inspiration von 2000 ccm fällt der Druck bis auf $-14,5$ mm Hg. Nach 225 ccm der Expiration steigt der Druck auf 0. Bei Erreichung des Ausgangsniveaus stellt sich auch der Anfangsdruck ein.

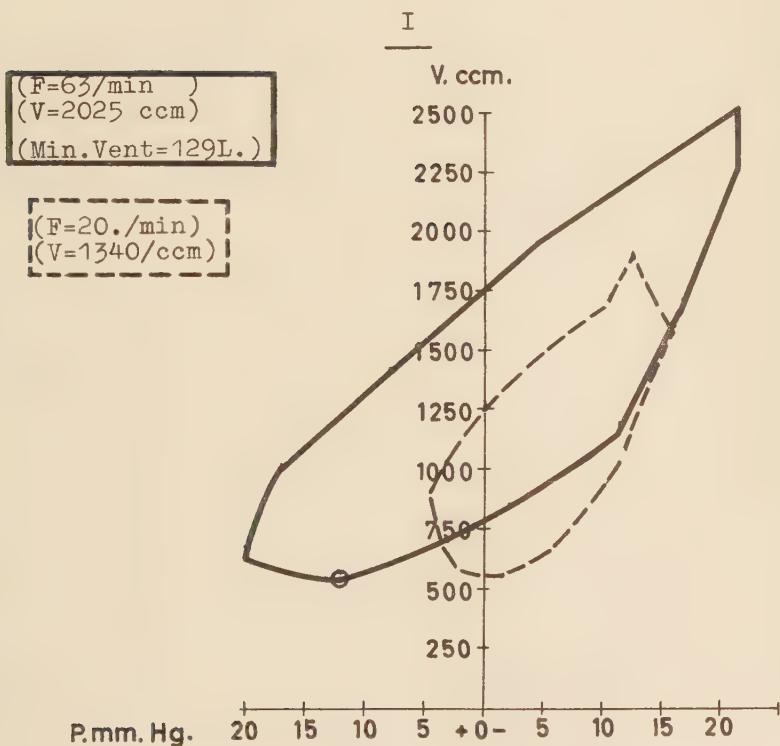
Herrn Privatdozent Dr. med. N. ZÖLLNER möchte ich meinen aufrichtigen Dank für die Überlassung der Arbeit und für die Übernahme des Referates aussprechen. Besonderer Dank gebührt Herrn Dr. med. J. MEIER für die wertvolle Unterstützung und Beratung während meiner Versuchsarbeit.

V. LITERATURANGABEN

- ROHRER F.: Handbuch der norm. u. Pathol.-Phys. 2, 70 (1925)
- WIRTZ, K., NEERGAARD,: Pfluegers Archiv 199, (1923)
- BAYLISS, L. und O.W. ROBERTSON:
Quart. J. Exper. Physiol. 29, 27 (1939)
- DEAN, R. B. and M. VISSCHER:
Amer. J. of Physiol. 134, 450 (1941)
- OTIS, A.B. W. O. FENN and H. RAHN:
J. Appl. Physiol. 2, 592 (1950)
- NOELPP, B. und I. NOELPP - ESCHENHAGEN:
Internat. Arch. Allergy, 3 302 (1952)
- FLEISCH, A.: Archiv Physiol. 209, 713 (1925)
- DORNHORST, A. C. and O. L. LEATHART:
Lancet, 2, 109 (1952)
- LOTTENBACH, K., NOELPP - ESCHENHAGEN und B. NOELPP:
z sch. exper. Med. 123, 258 (1954)
- MC ILROY, MARSHALL, CHRISTIE:
Torax (Lond.) 7, 295 (1952)
- BUTLER, I. and M. W. ARNOTT:
Clin. Sci. 14, 711 (1955)
- OTIS, A. B., H. RAHN and W.O. FENN:
Am. J. Physiol. 146, 307 (1946)
- BUYTENDIJK, H.J.: Thesis Groningen, (1949)
Electrische Drukkerry, Oppenheim N.V.
- FRY., D.L., W.W. STEAD, R.V. EBERT and R.I. LUBIN:
J. Labor. a. Clin. Med., 40, 664 (1952)

VI. TABELLENANHANG

G.a. (A.G.W.Soll=135.L)

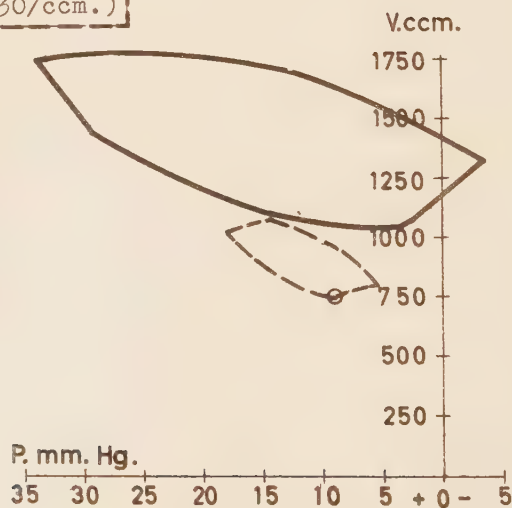


E.M. (A.G.W.Soll=130.L.)

II.

(F=120/min.)
(V=700/ccm.)
(Min.Vent.=84.L.)

(F=100/min.)
(V=330/ccm.)

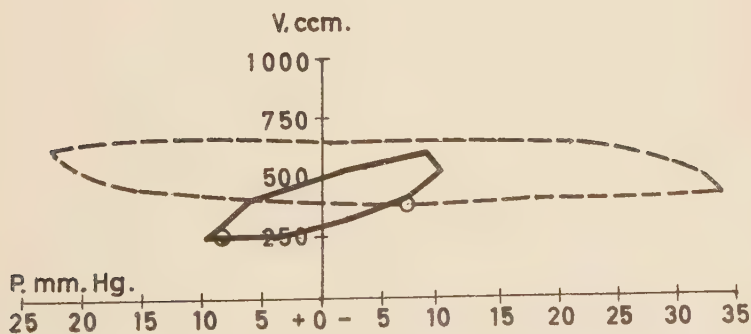


W.S. (A.G.W.Soll=90.L.)

III.

(F=46/min.)
(V=340/ccm)
(Min.Vent.=15,5.L.)

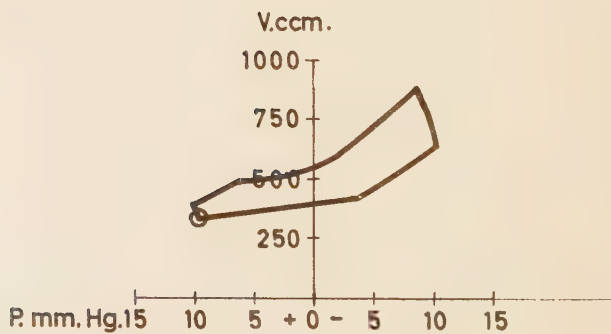
(F=80/min.)
(V=265/ccm)



K. . (A.G.W.Soll)
=====

IV.

(F=70/min)
(V530/ccm.)
(Min.Vent.=40.L)

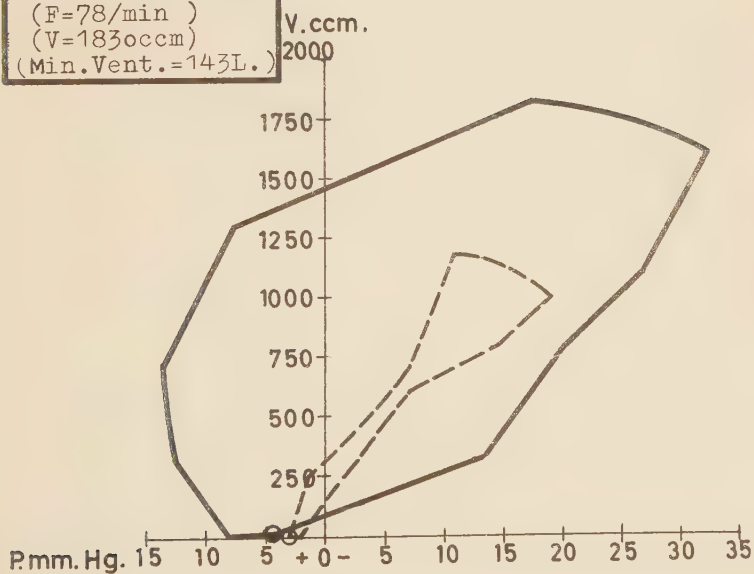


Z.E. (A.G.W.Soll=138.L.)

V
—

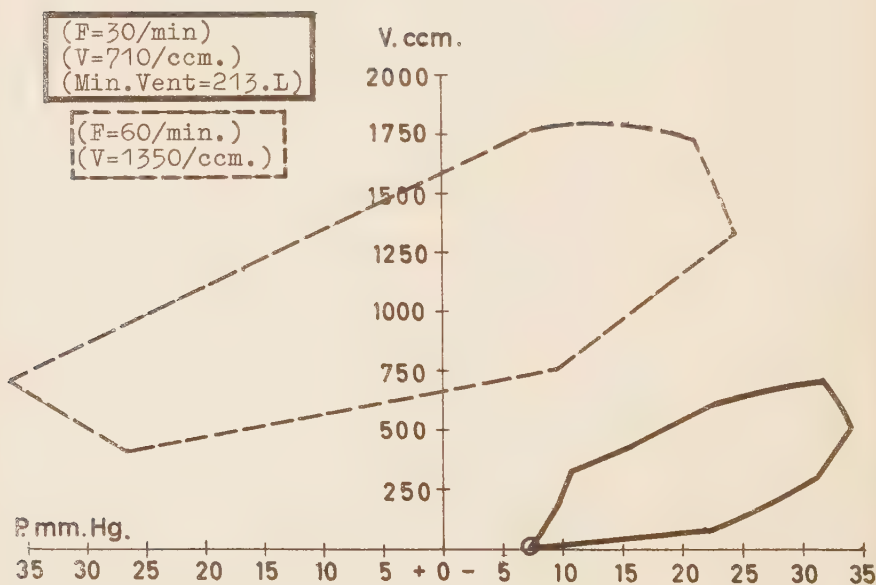
(F=11/min.)
(V=1165./ccm)

(F=78/min)
(V=1830ccm)
(Min.Vent.=143L.)



A.A. A.G.W.Soll=168.L.)

VI.

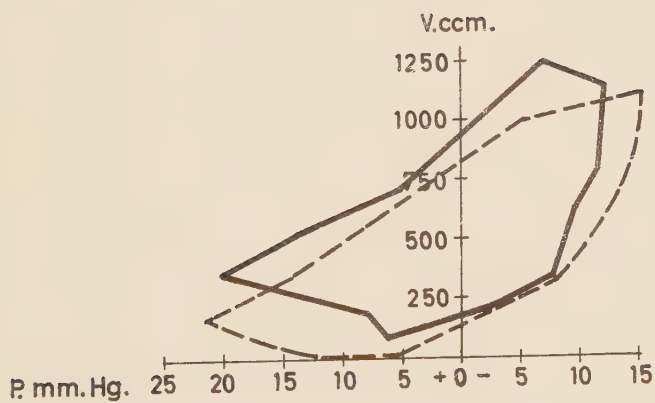


B.J. (A.G.W.Soll=94.L.)

VII.

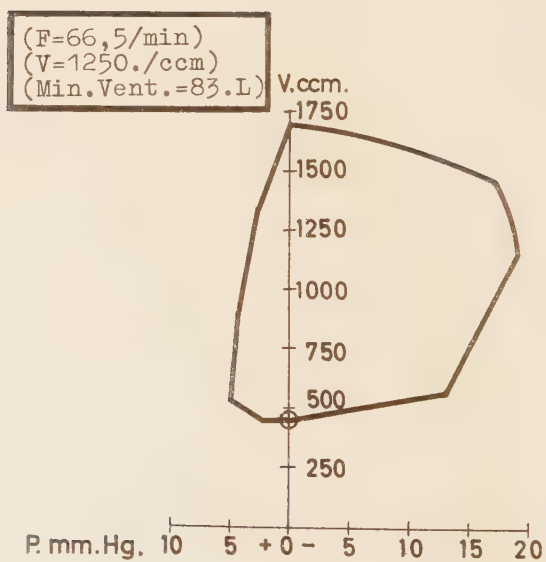
(F=46/min.)
(V=1200/ccm.)
(Min.Vent.=55.L.)

(F=75/min.)
(V=1110/ccm.)



S.M. (A.G.W.Soll=131.L.)

VIII.

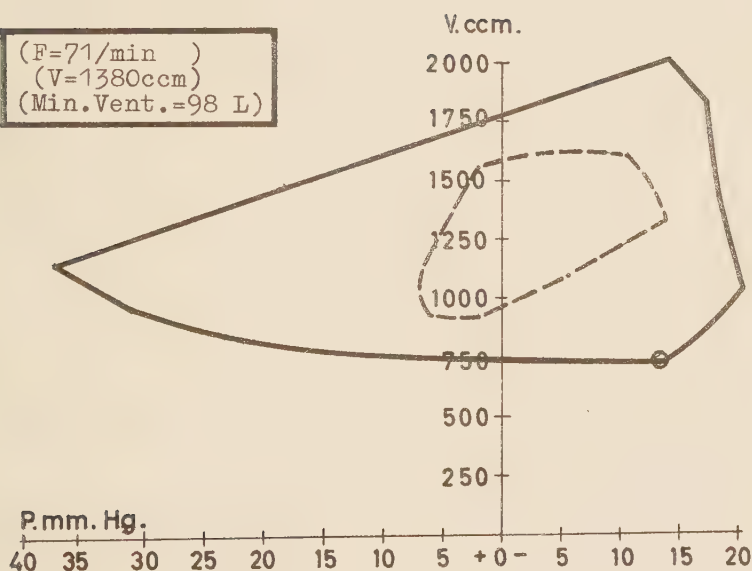


K.B. (A.G.W.Soll=106.L.)

IX

(F=150/min.)
(V7=700/ccm)

(F=71/min)
(V=1380ccm)
(Min.Vent.=98 L)



LEBENS LAUF

Am 19. 7. 1934 wurde ich als Kaufmannssohn zu Port Said/ Ägypten geboren.

Von 1940 bis 1948 besuchte ich die Volksschule in Port Said.

Nach Besuch der Oberschule in Port Said von 1948 - 1953 erlangte ich im Juni 1953 das Abitur.

Im Wintersemester 1953/54 inscribierte ich an der med. Fakultät der Universität München.

Das Physikum legte ich im Februar 1956 nach dem 5. Semester ab. Ich beabsichtige, das Staatsexamen nach dem Wintersemester 1958/59 abzulegen.

